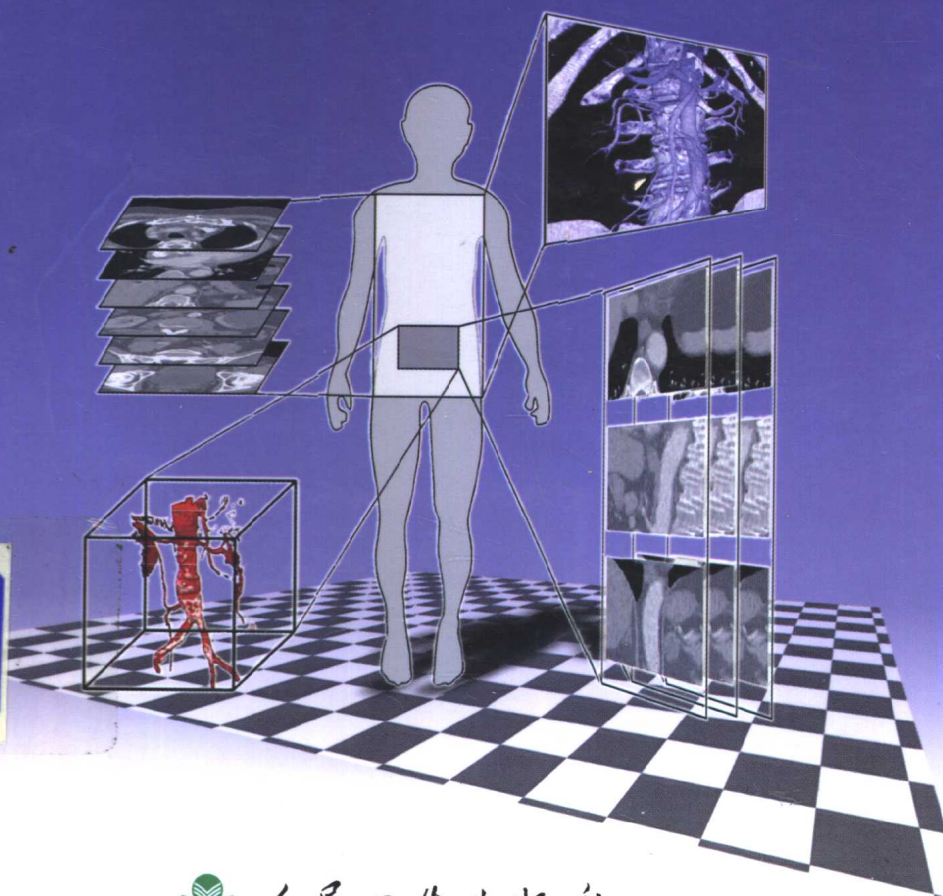


计算机体层成像

Computed Tomography

作者 Willi A. Kalender
主译 崔世民 王怡 谢文石



人民卫生出版社

计算机体层成像

Computed Tomography

作 者 Willi A. Kalender

主 译 崔世民
王 怡
谢文石

人 民 卫 生 出 版 社

图书在版编目(CIP)数据

计算机体层成像/(美)卡伦德(Kalender, W. A.)
著;崔世民等主译. —北京:人民卫生出版社,2003
书名原文:Computed Tomography
ISBN 7-117-05284-8

I. 计... II. ①卡...②崔... III. 计算机 X 线扫描
体层摄影 IV. R814.42

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2002)第 102246 号

计算机体层成像

中文版权归人民卫生出版社所有。

图字:01-2001-0605

Computed Tomography

© 2000 by Publicis MCD Werbeagentur GmbH, Munich
This publication and all parts are protected by copyright.
All rights reserved.

计算机体层成像

主 译:崔世民 等

出版发行:人民卫生出版社(中继线 67616688)

地 址:(100078)北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

网 址:<http://www.pmph.com>

E-mail: pmph@pmph.com

印 刷:北京市卫顺印刷厂

经 销:新华书店

开 本:889×1194 1/32 印张:7

字 数:181 千字

版 次:2003 年 1 月第 1 版 2003 年 1 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号:ISBN 7-117-05284-8/R·5285

定 价:28.00 元

著作权所有,请勿擅自用本书制作各类出版物,违者必究

(凡属质量问题请与本社发行部联系退换)

计算机体层成像

作 者 Willi A. Kalender

主 译 崔世民 王 怡 谢文石

审 校 只达石 廉宗澍

译 者 (按姓氏笔画为序)

王 怡	只达石	田 超	刘 力
刘 卉	刘梅丽	闫世鑫	张蕾莉
李 涛	杨天昊	高 满	崔世民
曹春红	谢文石	韩 彤	廉宗澍
雷 静	靳 松	戴伟英	

人 民 卫 生 出 版 社

前 言

计算机体层成像(CT)使得层面成像第一次得到了广泛的应用,而且取得了突破性的发展。今天,CT已经成为放射诊断领域内不可缺少的一部分,是一种成熟的、在临床上普遍认可的检查方法。在许多方面它补充或取代了传统的X线成像。

上世纪七十年代是CT技术快速发展的阶段,在随后的八十年代基本处于平静阶段,没有实质性的亮点出现。这在一定程度上是由于人们认为磁共振(MR)的问世会使CT的重要性越来越低。但恰恰相反的是,目前CT正处于快速的技术发展阶段,并再次扩展了它的应用领域。螺旋CT的发展以及从单层扫描向快速容积扫描的转变使得CT再次富有吸引力,并使得CT在技术和临床前景方面有决定性的发展。目前多排探测器系统以及亚秒级扫描时间的应用是这些发展的顶点。

本书主要介绍CT的技术及物理方面的问题,包括从连续单层扫描到多层螺旋CT(MSCT)的容积扫描。第1章面向“CT的初学者”详细介绍CT的基本原理。熟悉这方面内容的读者可以跳过此章或按照插图复习一下这方面的知识。在后面的章节中不需要理解的数学原理作为附录在第9章中加以总结。

除了CT基本知识之外,在第2章至第4章中还深入介绍了目前CT最新的发展成果及未来的发展方向。第2章主要讨论CT的技术原理及相应的装置和扫描方式,第3章讨论螺旋CT,第4章讨论图像质量。这些章节的内容主要针对CT的使用人员。特别还包括了新的多排探测器系统的潜力和成果,以及相应的扫描和重建方法,至今在任何教科书中尚未包括这些详细内容。最为突出的是这些新技术的出现使得具有较高的各向同性分辨率的三维图像成为日常应用。

鉴于辐射防护的重要性,本书在第5章单独针对剂量及降低病人剂量的可行性问题做深入讨论,主要讨论其原理以及在

欧洲目前最为关注的话题。重点是降低剂量的可行性分析,同时还介绍了一些新概念,象管电流调制以及 CT 的自动曝光控制。这些降低剂量的措施以及所提供的器官剂量的实际值可以消除普遍存在的 CT 是“高剂量设备”的误解。常用的 CT 检查的有效剂量值相当于每年自然本底辐射的剂量值。

第 6 章介绍了 CT 图像的 2D 和 3D 重建方法。还通过举例及 CD-ROM 中的交互式练习阐明了交互式方法,对于目前出现的大量图像数据,这种方法的重要性在日益突出。第 7 章讨论了特殊应用的基础及临床举例,然后详细介绍了心脏的 CT 成像,它是未来最有希望的新应用之一。第 8 章简要评价了未来 CT 发展的前景。

本书力图向广大的边缘学科读者阐明 CT 的基本原理及临床应用。因此,本书的内容主要集中在物理学及技术方面,放射学方面的内容反而求其次。不需要特殊的先验知识。有关详细内容的难点或问题,注明了相关文献。重要的 CT 术语收集在词汇表中,并有简短的解释。不论本书的既定目标达到与否,都欢迎读者提出宝贵意见。

Willi A. Kalender

目 录

历史回顾	1
1 CT 原理	5
1.1 有关层面成像的一般问题	5
1.1.1 CT——一种数字设备	5
1.1.2 层面图像为什么能够提供较高的对比度?	8
1.2 CT 的基本原理	10
1.2.1 我们在 CT 中测量哪些数据?	10
1.2.2 在 CT 中我们如何测量一个物体?	13
1.2.3 我们如何计算一幅 CT 图像?	14
1.2.4 在 CT 图像中显示什么?	17
2 技术原理	23
2.1 CT 的发展阶段及目标	23
2.1.1 七十年代:从头颅到全身扫描	23
2.1.2 八十年代:单层快速扫描	25
2.1.3 九十年代:快速容积扫描	26
2.2 CT 标准配置	27
2.2.1 机械设计	27
2.2.2 X 线组件	32
2.2.3 准直器和过滤器	33
2.2.4 探测器系统	35
2.3 扫描方式和扫描参数	43
2.3.1 定位像	43
2.3.2 单层扫描:连续 CT	44
2.3.3 物质选择性成像:双能量 CT	46

2.3.4 连续扫描:动态 CT	46
2.3.5 CT 透视:介入 CT	46
2.3.6 容积扫描:螺旋 CT	47
2.4 其他类型的 CT 原理	47
2.4.1 电子束 CT	48
2.4.2 “动态空间再现机”	49
2.4.3 锥形束 CT	50
3 螺旋 CT	53
3.1 早期的思路与努力	53
3.2 螺旋 CT 的扫描原理和技术特性	55
3.3 螺旋 CT 图像重建	58
3.3.1 基本的 Z 轴内插法(360° LI)	59
3.3.2 采用数据重组的 Z 轴内插法(180° LI)	60
3.3.3 180° Z 轴内插算法的演变	62
3.4 多层螺旋 CT 的图像重建	64
3.4.1 多层螺旋 CT 的 Z 轴内插法(180° MLI)	64
3.4.2 多层螺旋 CT 的 Z 轴滤波法(180° MFI)	66
3.4.3 ECG 相关性心脏成像	67
4 图像质量	71
4.1 连续 CT 的变量和方法	72
4.1.1 CT 值、对比度和均匀性	72
4.1.2 象素噪声	73
4.1.3 空间分辨率:高对比度分辨率	75
4.1.4 对比度分辨率:低对比度分辨率	86
4.1.5 伪影	88
4.2 螺旋 CT 的变量和方法	91
4.2.1 一般问题	91
4.2.2 象素噪声	92
4.2.3 层面灵敏度曲线	94
4.2.4 z 轴方向上的空间分辨率	96

4.2.5 螺旋 CT 的伪影	102
4.2.6 多层螺旋 CT 需考虑的因素	103
4.3 稳定性测试和验收测试	106
5 剂量	109
5.1 CT 是高剂量检查方法吗?	109
5.2 剂量测量的技术参数	110
5.2.1 连续单层扫描	111
5.2.2 容积扫描	116
5.2.3 杂散辐射	117
5.2.4 螺旋 CT 扫描的特殊考虑	118
5.2.5 多层螺旋 CT 扫描的特殊考虑	119
5.2.6 剂量测量规则	121
5.3 CT 的病人剂量	122
5.3.1 扫描参数对病人剂量的影响	122
5.3.2 螺旋 CT 对病人剂量的影响	123
5.3.3 器官剂量和有效剂量评估	125
5.4 降低剂量的可能性	127
5.4.1 检查人员的作用	127
5.4.2 技术措施和新方法	128
5.5 结论	132
5.5.1 优化 CT 系统和质量控制	133
5.5.2 剂量、好处和危险	135
5.5.3 作者的总结和建议	138
6 图像处理与显示	140
6.1 简单的图像处理和评价方法	140
6.2 二维显示	141
6.3 三维显示	143
6.3.1 表面显示	144
6.3.2 投影显示	145
6.3.3 容积再现显示	146

6.3.4	仿真内镜.....	148
6.3.5	选择 3D 显示方法的建议	149
6.4	如何处理全部图像	151
7	特殊应用	154
7.1	一般问题.....	154
7.2	定量 CT	157
7.3	心脏成像和冠状动脉钙含量测量	160
7.3.1	MSCT 心脏时相选择性成像	162
7.3.2	CT 冠状动脉钙含量测量	165
8	CT 的未来	167
9	附录	170
9.1	定义	170
9.1.1	缩写和符号.....	170
9.1.2	几何定义.....	174
9.2	图像重建的数学模型	174
9.2.1	卷积.....	174
9.2.2	2D Radon 变换	175
9.2.3	3D Radon 变换	177
10	词汇表	179
11	参考文献	201

历史回顾

“如果放开我们的幻想和想像力,利用克鲁克斯阴极射线管创造出一种新的摄影方法,能使人体的一部分软组织结构保持透明,而位于其下面的一层组织在底片上成像的话,这将对许多与骨骼结构没有直接联系的疾病诊断产生巨大的裨益。”

利用 X 线进行层面成像的想法和概念很早就产生了。那位无名作者在《Frankfurter Zeitung》特载增刊中的上述文章,在伦琴发现 X 线的第一份报告发表后仅仅几天,以及第一次医学应用之前,就表达了真正的预言性思路。当作者构思“……软组织结构……而位于其下面的一层组织……”的可能性时,他究竟想到了什么,我们并不了解。但它绝不是我们今天所知道的 CT。他有可能是在期望获得类似于利用解剖手段将上层组织剥离之后的景象。他所做的评价“……这将对许多与骨骼结构没有直接联系的疾病诊断产生巨大的裨益”无论如何都是正确的。然而,任何人都应避免对这段引用做出过分的解释;X 线断层摄影术的发展,重建数字图像的现代方法以及今天强大的计算机等在当时还是梦想不到的技术。

CT 是在上世纪六十年代随着现代计算机技术的发展才首次成为可应用的技术手段,而作为它的基础的思路却可追溯到上世纪的前半叶。1917 年,波希米亚数学家 J. H. Radon [Radon, 1917] 在一篇非常重要的研究报告中即已证实,只要已知穿过同一物体层面的任何数目的线积分值,在这一层面内就可以计算出物质或物质特性的分布。这个理论由 Bracewell 在 1956 年 [Bracewell, 1956] 首次应用在无线电天文学中,但它当时未被重视,同时也还不是用于医学目的。

这种类型重建在医学应用上的首次实验是由物理学家 A.



图 1

Godfrey N. Hounsfield, 英国工程师, 他发明了第一台 CT, 并在 1979 年与物理学家 A. M. Cormack 一起荣获诺贝尔医学奖。

M. Cormack 完成的, 他当时在南非开普敦的 Groote Schuur 医院从事放射治疗计划的研究工作。1957 年至 1963 年, 在不了解前人的研究工作的情况下, 他根据透射测量法开发出一种计算人体放射吸收分布特性的方法 [Cormack, 1963]。他设想放射应用技术应有可能显示出最细微的吸收差别, 例如不同的软组织结构。然而, 他从未有机会将自己的理论付诸实践, 而且很长时间之后他才知道 Radon 已做过的工作, 他遗憾地提到假如他能早一点涉入该领域的话, 就能节省大量的工作。在熟悉 Radon 的研究工作的同时, Cormack 发现 Radon 本人也不知道更早时候一位荷兰物理学家 H. A. Lorentz 在这方面已经完成的工作, 早在 1905 年 Lorentz 就提出过解决三维数学问题的方法 [Cormack, 1992]。

英国工程师 G. N. Hounsfield 于 1972 年首次成功实现了该理论的实际应用, 目前他被公认为 CT 的发明人 [Hounsfield, 1973]。与他的前人一样, Hounsfield 在工作时也不了解上述的早期发现。他的成功震惊了整个医学界, 他的这一非凡的成就

既不是在著名的大学也不是在主要的放射设备制造商,而是在英国的一家公司 EMI Ltd. 完成的。他的发明使 EMI 这家原来只生产唱片和电子元件的公司垄断 CT 市场长达 2 年的时间,“EMI Scanner”和“CT Scanner”这两个词几乎成了同义词。1974 年,西门子公司作为传统放射设备制造商首次推出了头颅 CT,随后许多其他的公司也很快推出了同样的产品。高潮随之而来,在上世纪七十年代末期已有 18 家公司生产 CT 设备。它们中的大多数包括 EMI 在内,目前都已退出市场。

1972 年,第一张临床 CT 图像是在伦敦的 Atkinson Morley 医院拍摄的。CT 的第一次病人检查就令人信服地证明,它是检查囊性额叶肿瘤的有效性方法。CT 立即受到了医学界的热烈欢迎,并经常被称道为自发现 X 线之后放射诊断学的最重要的发明;它以后的发展进一步证实了这些早期的判断。CT 已成为放射诊断学中一个非常重要的因素。在 1974 年总共才安装 60 台 EMI CT,而 1980 年在用的 CT 已超过 10000 台,包括大量的头颅 CT。1979 年,Hounsfield 和 Cormack,一位工程师和一位物理学家,荣获了诺贝尔医学奖,以表彰他们的突出成就。

表 1 历史回顾:CT 的发展

1895	伦琴发现“一种新射线”,后称为“X 射线”或为纪念他称为“伦琴射线”。
1917	J. H. Radon 根据透射测量法为重建断面图像奠定了数学基础[Radon,1917]。
1963	A. M. Cormack 描述了计算人体吸收分布特性的技术方法[Cormack,1963]。
1972	G. N. Hounsfield 和 J. Ambrose 进行了第一次临床 CT 检查[Hounsfield,1973]。
1974	共安装 60 台临床 CT(头颅 CT)。
1975	第一台全身 CT 投入临床应用。
1979	Hounsfield 和 Cormack 荣获诺贝尔医学奖。
1989	W. A. Kalender 和 P. Vock 进行了第一次螺旋 CT 的临床检查[Kalender,1989;Kalender,1990b]。
1998	多层探测器系统得到应用。
2000	共安装大约 30000 台临床 CT(全身 CT)。

此时,CT的发展看来已达到了顶峰,八十年代几乎没有什么重要的技术进步。只有螺旋CT的应用[Kalender, 1990b]以及探测器和CT技术的发展在临床应用上产生了一定的革新作用。2000年,在用的临床CT的数目估计大约有30000台;几乎都是全身CT。尽管其他的放射诊断方法也在进一步发展,但它的这种上升趋势至今仍未停顿,而且CT的地位仍然是很巩固的。

1 CT 原理

1.1 有关层面成像的一般问题

CT 是第一个被广泛应用的放射成像设备,它专用于提供计算机数字图像,而不是人们所熟知的直接获取模拟图像。它提供的是单个的独立层面形成的图像,而不是人体整个剖面的叠加图像。它的两个特点“数字”和“若干个层面组成的容积表现”,在过去是全新的概念,现在大家都熟悉了,并且还跟其他的层面成像设备如超声、磁共振断层成像(MRT)和正电子发射断层成像(PET)等联系在一起了。那么,这两个特点有没有局限性或缺点呢?它们有哪些优点呢?下面一节将为感兴趣的读者简要讨论一下有关 CT 的主要问题。从中人们将看到“数字”和“若干个层面组成的容积表现”,这两个特点目前几乎是不易察觉的,而且层面图像的局部对比度是它与普通的 X 线成像系统之间的决定性的差异。对医学成像和 CT 较熟悉的读者不妨也粗略看一下插图,或者跳过该节直接阅读 1.2 节或第 2 章的内容。

1.1.1 CT——一种数字设备

我们对放射照片的熟悉至今已有一个世纪了,它借助于 X 线及 X 线胶片对人体各部位成像。人体的解剖结构显示在模拟介质胶片上,这种胶片是接近于任意细微过渡的连续介质,类似于摄影照片。人眼无法分辨出明暗度或离散像素的任何等级。人们凭直觉认为灰度级的渐变层次是任意细微的,而且等高线的过渡是连续的。人的听觉过程也与之相似:当听到音乐或各种自然声时,人耳总是主观地认为听到的是连续的频谱。在这

两种情况中(视觉和听觉),各种模拟记录都被认为是“任意细微”的,而数字记录则经常与“粗的或离散采样”联系在一起。

今天,我们已经能够理解和接受——在听觉方面,就连大多数老模拟唱片崇拜者也认为——数字介质可以提供同样高的记录质量和感觉质量。早期 CT 的情况却不是这样。

为了加深对 CT 的了解,不妨将人体看作是由有限数目的离散层面和体素组成的。每一个单个扫描的目的是要确定一个横断面的组成结构。而每个层面或断面又可以想像为是由离散的三维体素组成的(图 1.1)。每个体素的值都显示在数字图像矩阵的一个像素中。我们常常采用缩略词“voxel”和“pixel”分别表示体素和像素

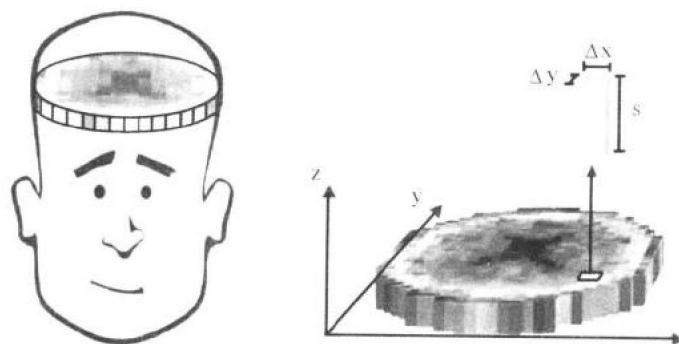


图 1.1

CT 层面感。CT 能够以数字形式提供人体的横断面图像。它的坐标系基本上符合人体解剖结构的主要轴向和平面

原则上讲,一幅层面图像是可以从任意方向上获得的。但对于 CT 和 PET 而言,它们大多数都是直接扫描横断面,这里标记为 x/y 平面。垂直于扫描及图像平面的 z 轴方向,是扫描系统的旋转轴方向,而且大致平行于人体的纵轴方向(图 1.1)。人体的矢状面近似于 y/z 平面,而冠状面近似于 x/z 平面。

在该坐标系统中体素的边长是由像素的大小决定的,也就是说由所选取的矩阵大小和视野(参见 4.1.3.2 节)以及层厚 S 决定的。像素较少的矩阵可能会出现类似于棋盘的效果。早期

CT 重建出来的图像就是这样的,图像矩阵是 80×80 (图 1.2a),完全满足较低的空间分辨率的要求。但它的图像效果非常模糊;显然,这样的数字图像质量还是很有限的。由于层厚的原因,垂直于扫描平面的多平面图像也是非常粗糙的(图 1.2b)。这些图像质量的局限性并不是其本身所固有的特性;它们是由技术的局限性造成的。

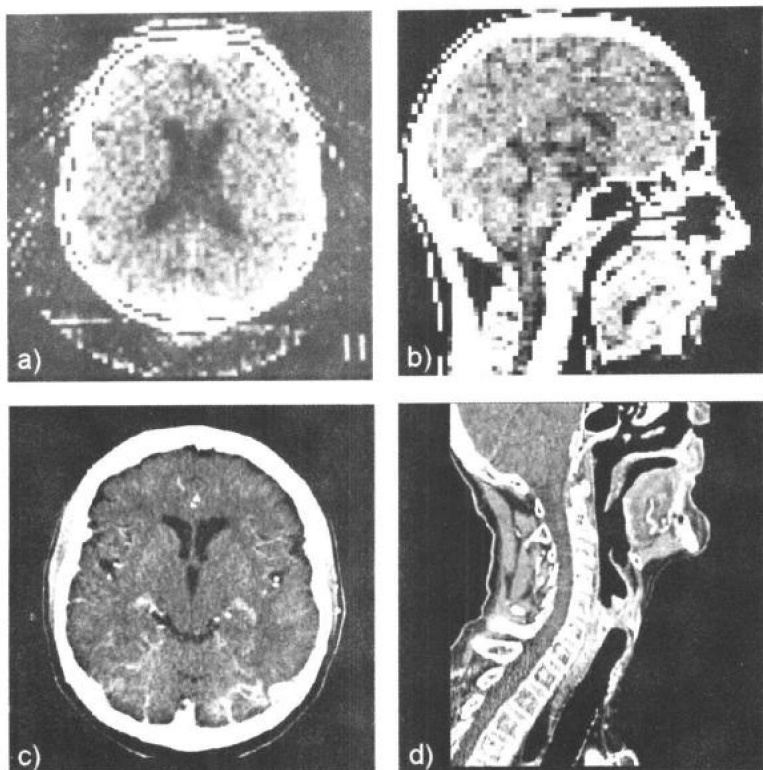


图 1.2

模拟图像还是数字图像? 解剖结构的连续成像还是单层扫描图像? 这是 1974 年的脑部扫描图像(a), 图像矩阵是 80×80 , 可以清楚地看到离散像素, 对层距为 13 mm 的单层扫描图像进行二次重建, 其图像也是如此(b)。采用螺旋扫描方式以及 1024×1024 的重建矩阵所获得的容积扫描图像(c)再也看不出与模拟图像有任何区别; 也可以获得类似于连续的三维图像(d)。